

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 3月27日
Date of Application:

出願番号 特願2003-089009
Application Number:

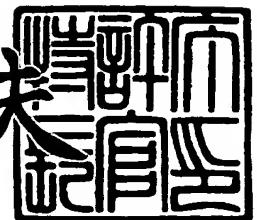
[ST. 10/C] : [JP2003-089009]

出願人 テルモ株式会社
Applicant(s):

2004年 3月12日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 0300011

【提出日】 平成15年 3月27日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 18/04

【発明の名称】 エネルギー照射装置

【請求項の数】 10

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内

【氏名】 狩野 渉

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 テルモ株式会社内

【氏名】 坂口 諭

【発明者】

【住所又は居所】 千葉県八千代市大和田新田446-126

【氏名】 木造 弘

【特許出願人】

【識別番号】 000109543

【氏名又は名称】 テルモ株式会社

【代理人】

【識別番号】 100076428

【弁理士】

【氏名又は名称】 大塚 康徳

【電話番号】 03-5276-3241

【選任した代理人】

【識別番号】 100112508

【弁理士】

【氏名又は名称】 高柳 司郎

【電話番号】 03-5276-3241

【選任した代理人】

【識別番号】 100115071

【弁理士】

【氏名又は名称】 大塚 康弘

【電話番号】 03-5276-3241

【選任した代理人】

【識別番号】 100116894

【弁理士】

【氏名又は名称】 木村 秀二

【電話番号】 03-5276-3241

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 003458

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0102289

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 エネルギー照射装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 先端部を密閉した中空筒体からなり生体内に挿入される挿入部と、前記中空筒体の内部に配設され前記中空筒体の側壁において長手方向に延在して設けられた照射窓部を介して生体組織に向けてエネルギーを照射するエネルギー照射手段と、を備えたエネルギー照射装置であって、

前記エネルギー照射手段は、

前記照射窓部に対向配置されるエネルギー照射部と、

該エネルギー照射部を、前記照射窓部の長手方向に沿うように往復移動可能に案内する案内手段と、

前記エネルギー照射部を、往復運動させるために前記挿入部の長手軸方向に往復移動される移動部材と、

前記長手方向の軸と平行な軸回りに回転自在に保持され、外周面に前記移動部材を往復駆動する形状部を形成した円柱部材と、

該円柱部材を回転駆動する駆動モータと、から構成される駆動手段とを備えることを特徴とするエネルギー照射装置。

【請求項 2】 前記円柱部材の形状部が前記移動部材を略等速で往復駆動させ、かつ方向転換時の停留時間を最小とするものであることを特徴とする請求項1に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 3】 前記円柱部材は、前記駆動モータの出力軸に直結され、内部に前記駆動モータを内蔵可能にする帽子状体であることを特徴とする請求項1または2に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 4】 前記形状部は、前記円柱部材の前記外周面に連続形成された無端溝部であり、前記移動部材を前記無端溝部への追動により前記往復駆動させることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 5】 前記無端溝部は、前記円柱部材が1回転する毎に前記移動部材を1往復または2往復駆動するように形成されることを特徴とする請求項4に

記載のエネルギー照射装置。

【請求項 6】 前記エネルギー照射部は、

エネルギー伝達用の光ファイバと、該光ファイバの出光面に対向配置されるミラーと、から構成され、

前記案内手段は、

前記光ファイバの出光面から出力されるエネルギーを前記ミラーで反射し、生体組織の深部に指向させるために、前記往復運動に伴い前記ミラーの前記照射窓部に対する出光角度を変化させる角度変更手段を、
さらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 7】 前記駆動手段による往復運動の動力伝達を、前記光ファイバを介して行うことを特徴とする請求項 6 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 8】 前記エネルギー照射手段と前記案内手段とを内蔵した前記挿入部と、前記駆動手段とを分離可能に構成し、

かつ前記光ファイバの途中部位に固定される被係止部材を、前記駆動手段の動力伝達部材の係止部に対して係合することで、前記挿入部を前記駆動手段から着脱可能にしたことを特徴とする請求項 7 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 9】 前記エネルギーはレーザ光であることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 10】 前記エネルギー照射部は超音波発振子であり、該超音波発振子への通電リードを介して、前記駆動手段からの動力伝達を行うことを特徴とする請求項 1 に記載のエネルギー照射装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血管、食道や直腸等の消化管、尿道、腹腔等の生体内腔あるいは管腔に挿入部を挿入し、エネルギーを生体組織に向けて照射して加熱治療を行うエネルギー照射装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

エネルギー照射装置は、生体腔もしくは生体に施した小切開より長尺状の挿入部を挿入し、その生体の病変部位に選択的にエネルギーを照射し、病変部位の組織を加温、変性、壞死、凝固、焼灼あるいは蒸散させて消滅、治癒させるために使用されている。このようなエネルギー照射装置は、一般に生体組織の表層、またはその近傍に位置する病変部位にエネルギーを照射して行うように構成されている。

【0003】

また、例えば、前立腺肥大症の加熱治療のように、生体組織の深部に位置する病変部位、つまり深部病変部位の治療を目的として、前立腺病変部位に直接エネルギー照射部を穿刺する等して生体組織の深部へエネルギーを照射する技術も知られている。

【0004】

前立腺は、男性の膀胱の底部位において尿道後部を取り囲む部位に位置しており、前立腺肥大症に対するエネルギー照射治療を行う場合には、経尿道的手法が多く用いられている。しかしながら、尿道からエネルギーを長時間照射したり、尿道内から針状のエネルギー照射部を穿刺することは、尿道表面に傷を作ることとなるため、傷口からの感染症の発生原因となることがある。

【0005】

このような問題に鑑みて、尿道内表面に傷を作らず、深部の前立腺患部のみを治療する装置として、エネルギーの出射部を連続的に移動させながら、深部に生体深達性を有するエネルギーを集束する装置についても提案されている（例えば、特許文献1、2、3）。

【0006】

【特許文献1】

特開平11-333005号公報

【特許文献2】

特開2000-319号公報

【特許文献3】

特開2001-46396号公報

【0007】**【発明が解決しようとする課題】**

上記の各特許文献1～3に記載されるような生体深達性を有するエネルギーを集束する装置によれば、エネルギー照射部を往復周期移動することにより、尿道表層ではエネルギーを分散させて組織を温存する一方で、病変部位である生体組織深部については、エネルギーを集束させることで効果的な加熱治療を施すようにしている。

【0008】

しかしながら、このような装置によれば、往復周期移動の運動を発生させるために回転駆動される円盤に一端が支持され他端が往復移動される移動体に支持されるリンクを用いた往復移動機構を用いているために、装置が大型化するとともに、往復運動が角速度運動となる。この結果、往復の中央付近と両端付近で運動速度に偏りが生じる。

【0009】

このように往復の両端付近では速度が遅くなり、中央付近が最も早くなる往復移動機構を用いてエネルギーの照射を行うと、往復動作の両端付近では長くエネルギーが照射されてしまい、局所的に尿道表層が加熱されて表層組織の温存が得られなくなるか、十分な治療効果が得られなくなる虞があった。

【0010】

したがって、本発明は上記の問題点に鑑みて成されたものであり、局所的にエネルギーが集中することなく、病変部位に対してエネルギーを均一に照射することができ、かつ構造が簡単で小型に構成することのできるエネルギー照射装置の提供を目的としている。

【0011】

加えて、生体組織の病変部位の深部にエネルギーを均一に照射して、正常表層の生体組織の温存を図ることのできるエネルギー照射装置の提供を目的としている。

【0012】**【課題を解決するための手段】**

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明によれば、先端部を密閉した中空筒体からなり生体内に挿入される挿入部と、前記中空筒体の内部に配設され前記中空筒体の側壁において長手方向に延在して設けられた照射窓部を介して生体組織に向けてエネルギーを照射するエネルギー照射手段と、を備えたエネルギー照射装置であって、前記エネルギー照射手段は、前記照射窓部に対向配置されるエネルギー照射部と、該エネルギー照射部を、前記照射窓部の長手方向に沿うように往復移動可能に案内する案内手段と、前記エネルギー照射部を、往復運動させるために前記挿入部の長手軸方向に往復移動される移動部材と、前記長手方向の軸と平行な軸回りに回転自在に保持され、外周面に前記移動部材を往復駆動する形状部を形成した円柱部材と、該円柱部材を回転駆動する駆動モータとから構成される駆動手段とを備えることを特徴としている。

【0013】

また、前記円柱部材の形状部が前記移動部材を略等速で往復駆動させ、かつ方向転換時の停留時間を最小とするものであることを特徴としている。

【0014】

また、前記円柱部材は、前記駆動モータの出力軸に直結され、内部に前記駆動モータを内蔵可能にする帽子状体であることを特徴としている。

【0015】

また、前記形状部は、前記円柱部材の前記外周面に連続形成された無端溝部であり、前記移動部材を前記無端溝部への追動により前記往復駆動させることを特徴としている。

【0016】

また、前記無端溝部は、前記円柱部材が1回転する毎に前記移動部材を1往復または2往復駆動するように形成されることを特徴としている。

【0017】

また、前記エネルギー照射部は、エネルギー伝達用の光ファイバと、該光ファイバの出光面に対向配置されるミラーとから構成され、前記案内手段は、前記光ファイバの出光面から出力されるエネルギーを前記ミラーで反射し、生体組織の深部に指向させるために、前記往復移動に伴い前記ミラーの前記照射窓部に対する

る出光角度を変化させる角度変更手段をさらに備えることを特徴としている。

【0018】

また、前記駆動手段による往復運動の動力伝達を、前記光ファイバを介して行うことを特徴としている。

【0019】

また、前記エネルギー照射手段と前記案内手段とを内蔵した前記挿入部と、前記駆動手段とを分離可能に構成し、かつ前記光ファイバの途中部位に固定される被係止部材を、前記駆動手段の動力伝達部材の係止部に対して係合することで、前記挿入部を前記駆動手段から着脱可能にしたことを特徴としている。

【0020】

また、前記エネルギーはレーザ光であることを特徴としている。

【0021】

また、前記エネルギー照射部は超音波発振子であり、該超音波発振子への通電リードを介して、前記駆動手段からの動力伝達を行うことを特徴としている。

【0022】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明の各実施形態について、エネルギー照射装置の1つであるレーザ照射装置と超音波照射装置を例にとり、図面を参照して説明する。

【0023】

先ず、図1はレーザ照射装置1の全体構成を示した外観斜視図であって、以下の各実施形態に略共通する図である。本図において、レーザ照射装置1は生体組織患部の深部の治療を行う側斜式であり、そのエネルギーとしてレーザ光を生体組織の患部に対して照射することで、例えば前立腺肥大症の治療に用いられるものであるが、この他には、生体組織の表層部への治療を行うタイプとして後述の超音波式のものがある。

【0024】

このレーザ照射装置1は、生体に挿入可能な長尺の中空筒体の先端を密閉して形成される挿入部3と、この挿入部3の側壁においてレーザ光を透過するように長手方向に延在するように設けられた破線で示す照射窓部17を介して生体組織

の深部に向けてレーザ光を照射する。この挿入部3の外径寸法は、体腔内に挿入可能な2～20mm程度であって、3～8mm程度がより好ましく、特に前立腺肥大症治療のためには男性の尿道から挿入されるので細い程患者への苦痛を和らげることができることになる。

【0025】

この挿入部3は、図示のように医師の把持によって挿入などの操作が行われるカバー部4に対して後述するように着脱自在に固定されるとともに、この挿入部3から引き出された光ファイバ12の基端は、レーザ光源装置101に対して不図示の光コネクタを介して接続される。このレーザ照射装置1には生体組織表面の観察を行う観測装置5が付設される。この観測装置5はレーザ照射装置1に対して脱着可能な内視鏡6を有しており、この内視鏡6はカバー部4の基端側から挿入され、挿入部3の内部において長手方向に移動可能に設置されている。

【0026】

この内視鏡6は、例えば光ファイバ束と、保護チューブと、先端に設けられる結像レンズとを備えており、内視鏡6の基端側には、CCDカメラヘッド7が取り付けられており、カメラ信号リード8を通じて画像をモニター装置102に送ることができるようになっている。さらに、この内視鏡6の光ファイバは、光源装置103に接続されるライトガイド13を通じて送られる照明光を照射する機能も有している。

【0027】

挿入部3には二つの流路室が内蔵されており、これらの流路室に接続された給水チューブ11と排水チューブ10に対して洗浄液である滅菌された滅菌精製水や滅菌生理食塩水を供給及び取り出すための水供給排水装置104が接続される。さらに、挿入部3には光ファイバ12が挿入部3の長手方向（矢印D方向）に往復駆動するように内蔵されており、この光ファイバ12を往復駆動するための駆動モータへの通電を行うための電源装置105がリード線9を介して接続されている。

【0028】

次に、図2は挿入部3の中心断面図である。また、図3は図2の内部構成を示

した外観斜視図である。図2と図3において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、挿入部3は長尺状の中空筒体14を基部としており、その内部においてレーザ照射部20を設けている。このレーザ照射部20は光ファイバ12の出光面から出力されたレーザ光を平滑なレーザ反射面を有するミラー21で反射することで照射窓部17に指向させるように構成されている。挿入部3の中空筒体14はステンレス鋼などの硬質のパイプ材料から構成されており、その先端側面側には、開口部15が形成されている。この開口15を含めて中空筒体14の外周面全体は、レーザ透過性の良好な外層チューブ16により覆われており、この外層チューブ16により覆われた状態で照射窓部17を構成している。

【0029】

中空筒体14の先端には、キャップ30が密閉状態で固定されており、このキャップ30には、さらに挿入部3の生体への挿入時に前方を観察するための前方窓31が設けられている。この前方窓31には、例えば光透過性の良好な透光板32が固着されている。また、挿入部3の先端部分の内側には、内部空間を規定する一对の壁部材40、41が設けられている。

【0030】

レーザ照射部20のミラー21は、例えば樹脂、ガラス、金属、あるいはこれらの複合材料から形成されている。具体的には、例えば金属を基材として表面を鏡面に研磨したもの、または樹脂や金属を基材として金属などの薄膜を蒸着などにより形成して鏡面としたもの、あるいはガラス製の鏡などの反射材を樹脂や金属などの基材に接着して形成されている。

【0031】

この挿入部3の内部には、レーザ光を伝達する光ファイバ12が配置されている。この光ファイバ12は、挿入部3内では先端部分を除いて例えばステンレス鋼製の保護パイプによって破損や湾曲を起こさないように覆われている。この光ファイバ12の出光面側は、ミラー21を回動自在に設けた往復移動部材23に固定されている。

【0032】

この往復移動部材23には長手方向に貫通孔24（図3を参照）が穿設されており、この貫通孔24に対して挿入部3の軸線と平行に保たれたモノレールパイプ25が挿通されており、往復移動部材23を図2の矢印D方向に移動自在に案内するようにしている。このようにモノレールパイプ25で案内することで光ファイバ12に対する往復運動力を後述するように与え、往復移動部材23を挿入部3の軸線と平行に安定して摺動するように構成されている。

【0033】

一方、ミラー21は一对の回動部27により往復移動部材23に対して回動自在に軸支されるとともに先端の両側部において一对の突起26が設けられている。これらの突起26は、壁部材40、41に形成された一对の溝42に挿入されて摺動可能に支持されている。図示のようにこれらの溝42は挿入部3の軸方向に対して傾斜していることから、ミラー21は光ファイバ12の往復運動に伴って、溝42への摺接作用によって傾斜角度が変化されつつ往復運動することで、図2において二点鎖線で示すレーザ軌跡で照射窓部17から外部に出力されて患部Kに集中する。

【0034】

また、モノレールパイプ25は中空筒体として形成されておりその内部に洗浄液を供給することができるようになっている。このようにして供給された洗浄液は、キャップ30内に形成された流路33により前方窓31の前方へ曲げられた後に、透光板32の外側を洗浄するように流れるようにしている。

【0035】

次に、図2のX-X線矢視断面図である図4(a)と、図2のY-Y線矢視断面図である図4(b)をさらに参照して、挿入部3の内部は、一对の壁部材40、41により区画されており、冷却水の注入用の流路室50と排出用の流路室51とが形成されている。冷却水はレーザ光を受ける生体組織の表面及びレーザ照射部20全体を冷却するために利用される。流路室50は図1に基づき説明した給水チューブ11に接続されており、流路室51は排水チューブ10に接続されている。この給水チューブ11を経て供給された冷却水は、流路室50に流入した後に、挿入部3の先端近傍の孔34から流路室51中に流れ込み、排水チューブ1

0を経て流出される。注入された冷却水の一部は、壁部材41に形成された小孔43(図4(a)参照)から流路室52に対しても流入する。この冷却水についても孔34から流路室51に流れ込むこととなる。

【0036】

以上のように、挿入部3の内部において冷却水を循環させることにより、冷却能率の向上が図られることとなる。この冷却水の温度は、レーザ光の照射によるレーザ照射部20や、生体組織の照射表面の損傷を低減できれば特に限定されないが、好ましくは0～37℃、より好ましくは凍傷の虞れが少なく、かつ冷却効果の高い8～25℃が良い。冷却水としては、上記のように滅菌された液体、例えば滅菌精製水や滅菌生理食塩水を使用することが好ましい。

【0037】

内視鏡6は挿入部3の側方の照射窓部17及び前方の前方窓31の双方からの観察視野を有している。したがって、この内視鏡6によって照射窓部17あるいは前方窓31を通して、レーザ光が照射されるときの生体組織表面の観察と、内視鏡6の観察に基づく挿入部3の位置決めとレーザ光照射位置の視覚的な確認を行うことができるよう構成されている。

【0038】

再度、図3において光ファイバ12の途中には被係止部材であるスライダ80が固定されている。このスライダ80には係止溝81が形成されており、この係止溝81に対して係止部材であるフック85が係止する。フック85は軸体86が固定されており、この軸体86に対して動力を伝達する。

【0039】

次に、図5(a)はレーザ照射装置1のカバー部4が開かれ、カバー部4内に駆動ユニット55が取り付けられた状態を示す外観斜視図であり、図5(b)は駆動ユニット55を取り外した後の様子を示す外観斜視図である。

【0040】

図5において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、カバー部4の内部には着脱自在に収納される駆動ユニット55が設けられる。この駆動ユニット55は、後述する駆動機構とこれを内蔵するケーシ

ングとリード9とを含んでいる。このカバー部4は所定樹脂材料から射出成形されており、ヒンジ部70を介して開閉自在に接続された第1ケース71と第2ケース72とを有しており、駆動ユニット55はこれらの第1ケース71と第2ケース72との間で不動状態に保持されることによって着脱自在に収納される。この第1ケース71の略中央部には、一対のガイド板83が図示のように対向配置されており、これらのガイド板83の空間部において、図3で示した薄板のスライダ80が保持される。そして、このスライダ80の係止溝81に対して駆動ユニット55に設けられたフック85が係止することで、光ファイバ12を挿入部3の軸方向に沿ってスライド移動するように構成されている。すなわち、スライダ80が往復運動すると、この往復運動は光ファイバ12を介して往復運動部材23に伝えられる一方で、レーザ光はミラー21に照射される結果、前述したように、レーザ照射部20において、ミラー21の傾斜角度が変化されつつ往復運動するように構成されている。このようにスライダ80は、駆動ユニット55から出力された往復運動の伝達を受けて等速度で往復運動する。

【0041】

図6(a)は、フック85を挿入部3の基端側(図中右側)に移動した後の第1実施形態の駆動ユニット55を示す正面図、図6(b)は(a)のX-X線矢視図である。本図において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、往復運動自在なフック85はスライダ80の係合溝81に係合して等速往復運動の動力伝達を光ファイバ12を介して上述のように行う。

【0042】

この駆動ユニット55は、等速回転運動をするモータ220からの等速回転運動を等速往復運動に変換する。この駆動ユニット55は、基部200内において動力源であるモータ220を内蔵するとともに、このモータ220の出力軸にギア205を固定している。また円柱部材201は回転中心軸となる両端から軸部202、202を形成しており、これらの軸部202、202は基部200に固定された軸受203、203により軸支されることにより円柱部材201は、上記の挿入部3の長手方向の軸と平行な軸回りに回転自在に保持されている。また、軸部202の一方にはギア205に噛合するギア204が固定されている。

【0043】

また、この円柱部材201の外周面にはスライダ80に係止するフック85を等速往復駆動し、かつ方向変換時の停留時間を最小にする無端溝部206が形成されている。

【0044】

フック85は、上記のように軸体86を固定している。この軸体86は無端溝部206に潜入するローラ207と、基部200において、スライダ80の往復移動方向に沿うように穿設された案内溝217内において脱落防止されてセットされる一対のフランジ付きラジアル玉軸受208とを回動自在に設けている。

【0045】

次に、図7は、円柱部材201の外周面に形成された無端溝部206を360度分開いて示した展開図である。図示のように無端溝部206は、山形の直線部分においてフック85を等速往復駆動し、頂点と谷部においてフック85の方向変換時の停留時間を最小にするための複数の屈曲形状部206aを図示のように夫々形成している。

【0046】

以上説明した駆動ユニット55によれば、モータ220への通電によりギアを介して等速回転運動が円柱部材201に伝達されることで、円柱部材201の1回転につき、フック85が案内溝217内において1往復される。また、この往復運動の方向変換のために、フック85は停止することになるが、その停留時間は無端溝部206の形状部206a、206aから可能な限り短くなる。以上説明した構成によれば、モータ220と円柱部材201とを直列方向に配置できるので、半径方向に小型に構成できることとなる。

【0047】

次に、図8(a)は、フック85を挿入部3の基端側(図中右側)に移動した後の第2実施形態の駆動ユニット55を示す中心断面図、図8(b)は、円柱部材201の一部を破断して示した正面図である。本図において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、往復運動自在なフック85は上記のスライダ80の係合溝81に係合して等速往復運動の動力伝達を光フ

アイバ12を介して行う。円柱部材201は上記の無端溝部206を外周面に形成する一方で、図示のように中空部201aを有した帽子状体として準備されており、軸部202を一端のみに設けている。

【0048】

モータ220は、基部200に対して固定される蓋部に固定されることで、基部200に対して組付け可能にするとともに、モータ220は中空部201aの内径寸法以下の外径寸法を有していることから、モータ220は円柱部材201の内部に図示のように内蔵でき、かつモータ出力軸220aに対して上記の軸部202をピン210を圧入して固定している。

【0049】

以上説明した第2実施形態の駆動ユニット55によれば、モータ220と円柱部材201とを同軸方向に配置したのでフック85の移動方向に沿って小型に構成できることとなる。

【0050】

続いて、図9は、第3実施形態の駆動ユニット55の円柱部材の外周面に形成された無端溝部206を360度分開いて示した展開図である。

【0051】

図示のように無端溝部206は形成されており、山形の直線部分においてフック85を等速往復駆動し、頂点と谷部においてフック85の方向変換時の停留時間を最小にするための形状部206a、206aを夫々形成している。以上の構成によれば、フック85の軸体86に保持されたローラ207は円柱部材201が時計方向にモータ220により駆動されることで、図示の矢印D1方向に移動し、形状部206aで方向転換された後に、図示の矢印D2方向に移動し、その後矢印D3方向に進み、矢印D4方向に移動して再び元の位置に戻るので、円柱部材201が1回転する毎にフック85を2往復駆動できることとなる。

【0052】

以上のようにフック85の等速直線往復運動を発生させ、フック85をスライダ80の係合溝81へ係合するようにセットすることによって、スライダ80に伝達された往復運動は、最終的にレーザ照射部20に伝えられることになる。こ

のようにして、モータ220の等速回転運動が、レーザ照射部20の等速直線往復運動に変換される。

【0053】

上述したような加熱治療時において、レーザ照射部20は、1～10Hz、好ましくは1～6Hzの周期で軸方向に往復駆動される。また、生体組織に照射するレーザ光は、発散光、平行光あるいは収束光を用いることができる。レーザ光を収束光とするためには、レーザ光路の途中にレーザ光を収束光にする光学系を設けると良い。また、使用されるレーザ光は生体深達性有するものであれば特に限定されない。しかし、レーザ光の波長は750～1300nmまたは1600～1800nm程度が特に優れた生体深達性を有するためにこの波長を使用することが好ましい。上記波長範囲のレーザ光を発生させるレーザ光源装置101としては、例えば、He-Neレーザなどの気体レーザ、Nd-YAGレーザなどの固体レーザ、GaAlAsレーザなどの半導体レーザなどがある。

【0054】

図10は、エネルギー照射部として超音波発振子120を設けた場合を示した第4実施形態の要部断面図である。本図において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、挿入部3内部にはリード122により通電されることで超音波を発生する超音波発振子120が図示の実線と破線で示される間で往復移動可能に設けられており、患部Kへの超音波の照射を行うように構成されている。このリード122にはスライダ180が固定されており、フック85に係合することで矢印D方向に等速往復駆動される。このフック85は軸体86を固定しており、ローラ207が無端溝部206中に入っている。円柱部材201はモータ220の出力軸に対して右側の軸部202が固定される一方、左側の軸部202が基部200に固定された軸受203により軸支されている。以上の構成によれば、フック85の等速往復運動時において超音波発振子120への通電を行うことで、生体組織の表面部位に対して均一な超音波を照射できるようになる。

【0055】

図11は、比較のために示した従来の直線往復運動を行う駆動ユニット55の

概略構成図である。本図においてモータ駆動される円盤70に一端が回動軸支され他端がスライド85に回動軸支されたリンクからなるクランク機構にて直線往復運動を駆動させていた。このために往復運動はサイン曲線となり常に移動速度は変化している。特に、中間部分Aと比較して両端部Bでの停留時間が長くなる問題があった。さらに往復運動の中心を軸として左右対称の運動にすることが困難となり、挿入部3の基部側の端において、より停留時間が長くなる傾向があった。

【0056】

これに対して、図12のレーザ照射部20が往復運動中において先端位置P1、中間位置P2、基端位置P3にそれぞれ位置した時のレーザ光路を模式的に示す図において、レーザ照射部20は先端位置P1に位置する場合、挿入部3の軸方向に対して垂直に近い向きに起立し、レーザ光を小さな反射角度で反射する。また、レーザ照射部20は基端位置P3に位置する場合、挿入部3の軸方向と平行に近い向きに傾き、レーザ光を大きな反射角度で反射する。このためにレーザ照射部20のミラー21が傾斜角度を変化させながら往復運動する場合に、レーザ光の出射位置は常に移動するが、レーザ光の光軸は加熱部位であるターゲット部位K内部のターゲットポイントK1に常に集中するとともに、レーザ光はターゲットポイントK1にのみに連続照射され、表層などの他の生体組織には間欠的に照射される。したがって、ターゲットポイントK1は照射されたレーザ光により加熱され、所望温度に達する。また、表層などの他の生体組織はレーザ光を受光する時間が短く、更に冷却水によって冷却されるため、発生する熱量も少なくほとんど加熱されなくなる。

【0057】

図13は、照射窓部17に密着される表層組織周囲の温度分布の様子を模式的に示した図である。なお、本図においては、従来技術との相違の理解を助けるため、冷却水の循環などの影響は排除したものとなっている。

【0058】

図13(a)は、従来の角速度運動による往復運動による温度分布を示すものである。図12(a)に示されるように、往復運動の両端部に当たるBの領域は停留

時間が長いため、局所的に加熱され、表層組織の温存が得られにくくなる可能性が高くなる。

【0059】

図13(b)は、本発明の等速往復運動による温度分布を示すものである。図12(b)に示されるように、本発明の実施形態によるレーザ照射部20の往復運動の際の両端での停留時間は、上述の通り可能な限り短くなるように設定されていることから、両端での停留時間がより短くなるために、両端での局所的な加熱は生じず、表層での照射エネルギーは確実に分散され、中心部で最も加熱されるという効率的な集光が得られることとなる。したがって、表層組織は温存しながら、深部の病変組織のみ加熱・壊死させることが可能となり、治療効果の安定化を図ることができる。

【0060】

以上説明したように、エネルギー照射範囲の両端での停留時間がより短く、等速直線往復運動をなすために、表層での照射エネルギーは確実に分散され、中心部で最も加熱されるという効率的な集光が得られる。すなわち、表層組織は温存しながら、深部の病変組織のみ加熱・壊死させることが可能となるので、より治療効果の安定に繋がる。特に、前立腺肥大症、前立腺癌などの前立腺疾患のように、前立腺の近傍に尿道や直腸等の正常組織が存在していても、前立腺内部のみを効果的に加熱治療できることから理想的な治療が可能となる。このために、ミラー21の傾斜角度範囲を適宜変更することで、深部の深さ変動に対応できることとなる。

【0061】

なお、以上説明した実施形態は、本発明を限定するために記載されたものではなく、本発明の技術的思想内において当業者により種々変更が可能であることは言うまでもない。

【0062】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、局所的にエネルギーが集中することなく、病変部位に対してエネルギーを均一に照射することができ、かつ小型に構成

することのできるエネルギー照射装置を提供できる。

また、加えて、生体組織の病変部位の深部にエネルギーを均一に照射して、正常表層の生体組織の温存を図ることのできるエネルギー照射装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

レーザ照射装置1の全体構成を示す外観斜視図である。

【図2】

挿入部3の中心断面図である。

【図3】

図2の内部構成を示した外観斜視図である。

【図4】

(a)は、図2のX-X線矢視断面図、(b)は、図2のY-Y線矢視断面図である。

【図5】

(a)は、レーザ照射装置1のカバー部4が開かれ、カバー部4内に駆動ユニット55が取り付けられた状態を示す外観斜視図であり、(b)は駆動ユニット55を取り外した後の様子を示す外観斜視図である。

【図6】

(a)は、フック85を右側に移動した第1実施形態の駆動ユニット55を示すために一部を破断した平面図、(b)は(a)のX-X線矢視図である。

【図7】

円柱部材201の外周面に形成された無端溝部206を360度分開いて示した展開図である。

【図8】

(a)は、フック85を右側に移動した後の第2実施形態の駆動ユニット55を示す中心断面図、(b)は、円柱部材201の一部を破断した正面図である。

【図9】

第3実施形態の駆動ユニット55の円柱部材の外周面に形成された無端溝部206を360度分開いて示した展開図である。

【図 10】

エネルギー照射部として超音波発振子 120 を設けた場合を示した第 4 実施形態の要部断面図である。

【図 11】

従来の駆動ユニットのクランク機構を説明する図である。

【図 12】

挿入部 3 を生体患部に挿入した動作説明図である。

【図 13】

(a) は従来のレーザ照射装置による温度分布図、(b) は本発明のレーザ照射装置による温度分布図である。

【符号の説明】

1 レーザ照射装置

3 挿入部

4 カバー部

6 内視鏡

12 光ファイバ

14 中空筒体

15 開口

17 照射窓部

20 レーザ照射部

21 ミラー

23 往復移動体

42 溝

55 駆動ユニット

80 スライダ

81 係止溝

85 フック

200 基部

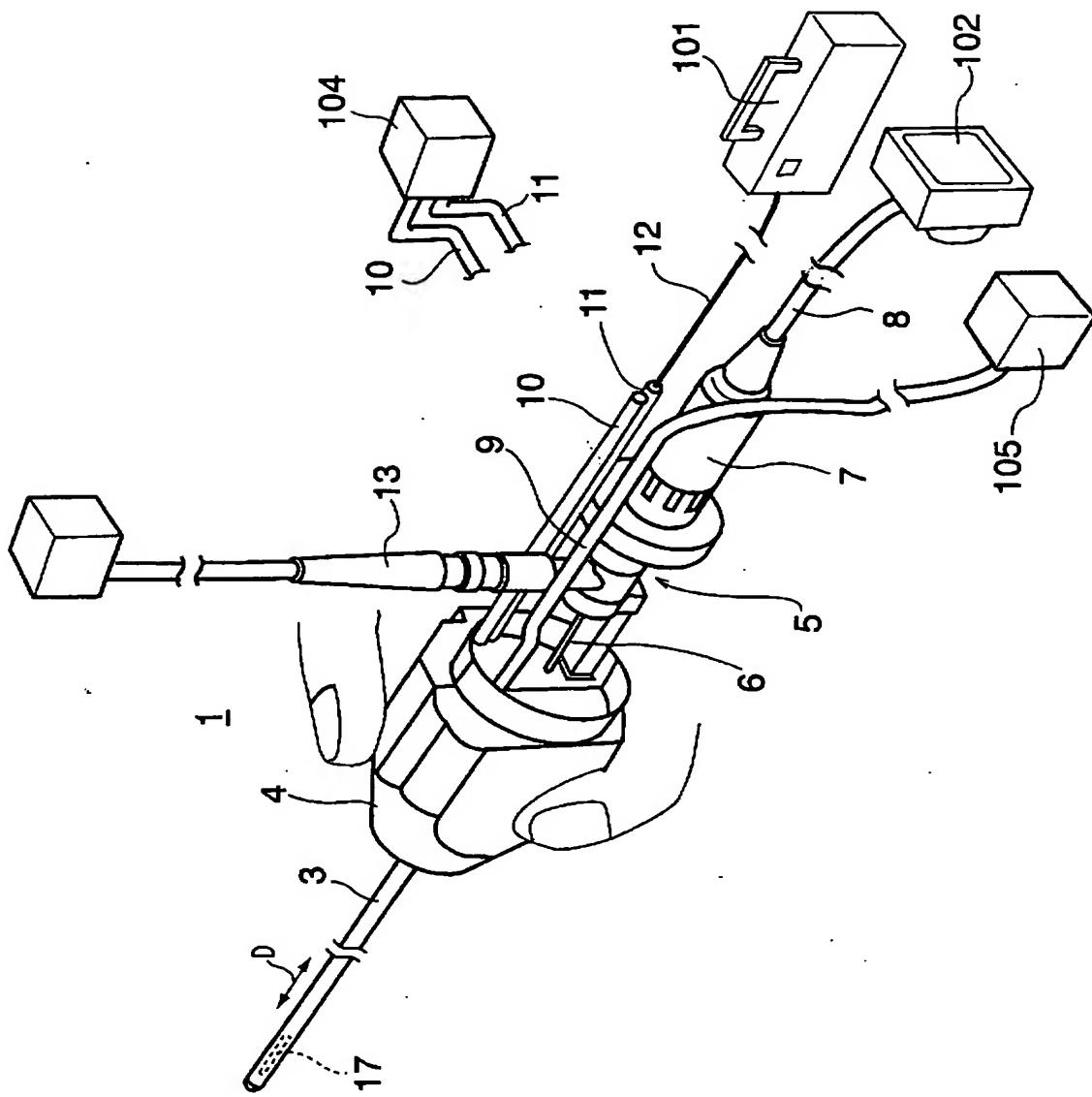
201 円柱部材

206 溝部

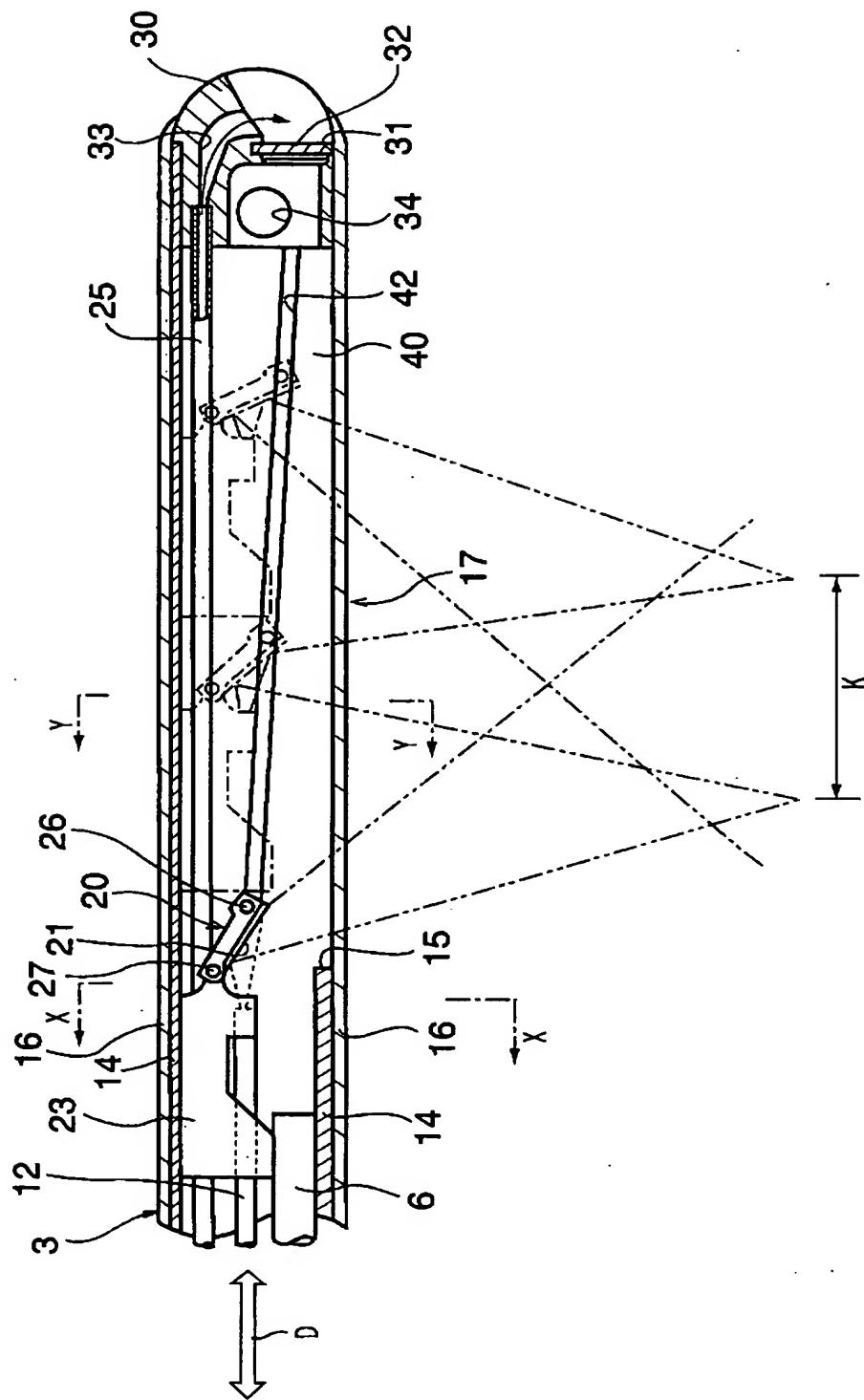
220 モータ

【書類名】 図面

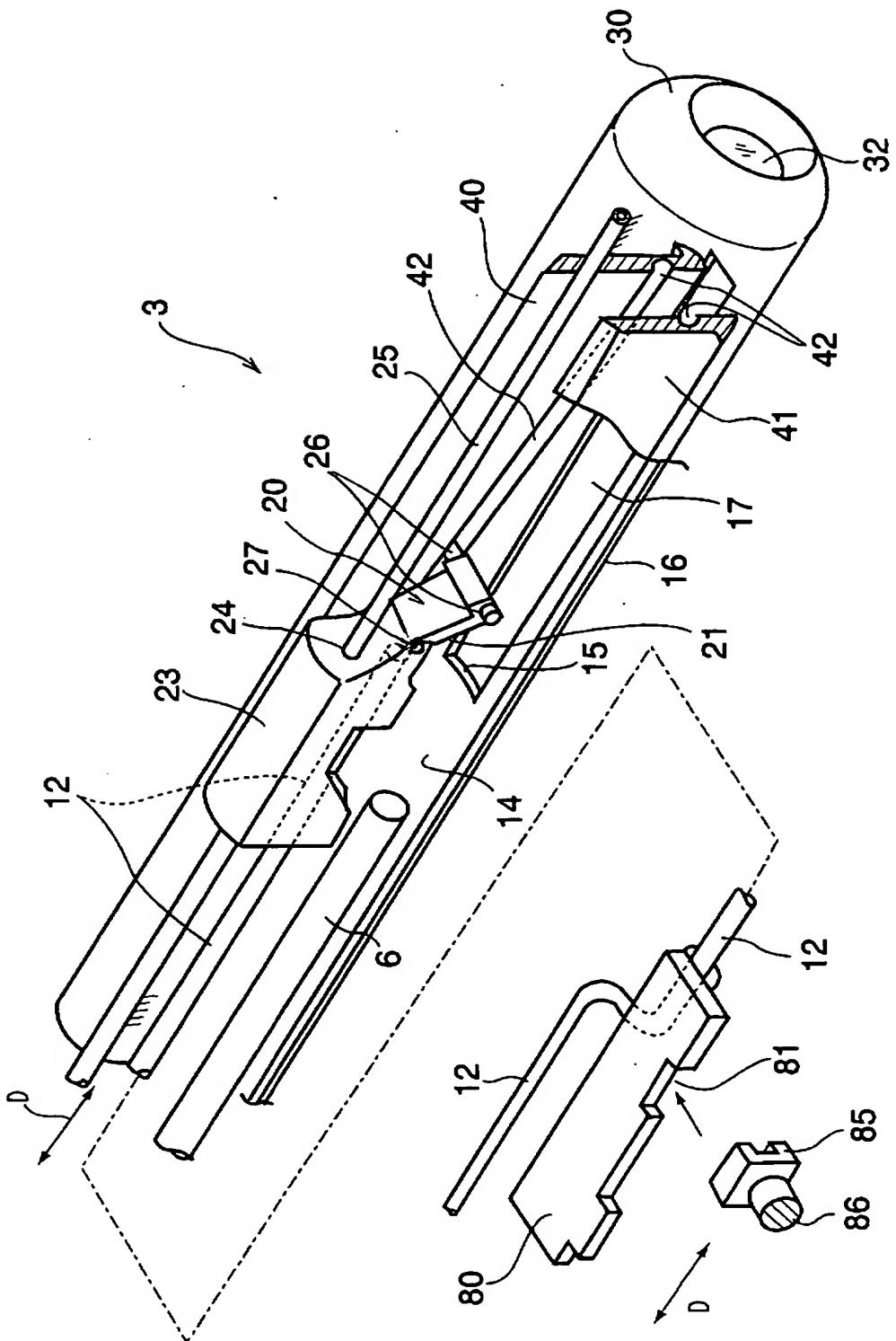
【図1】



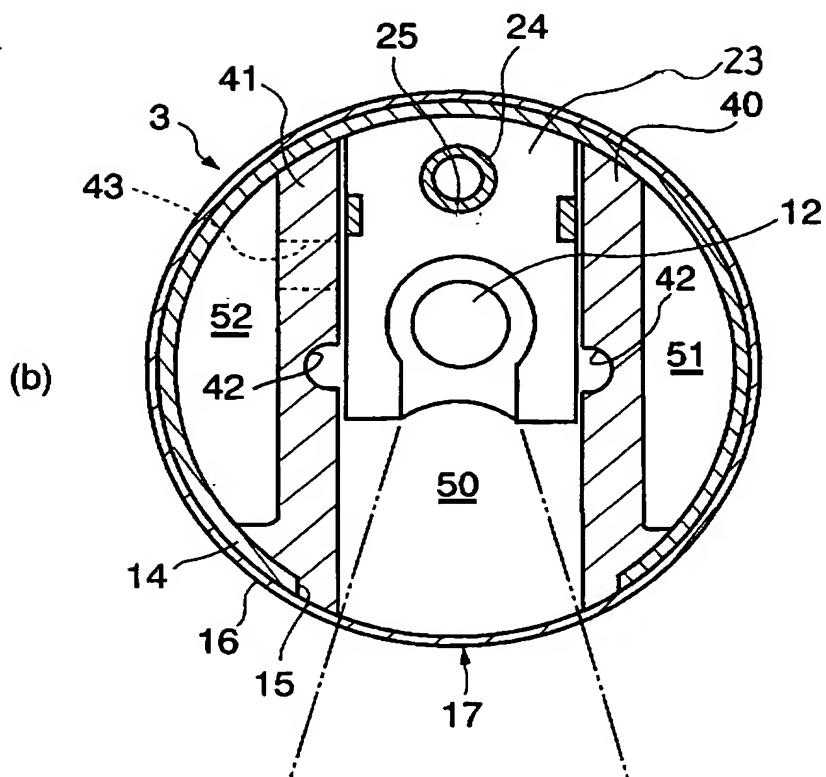
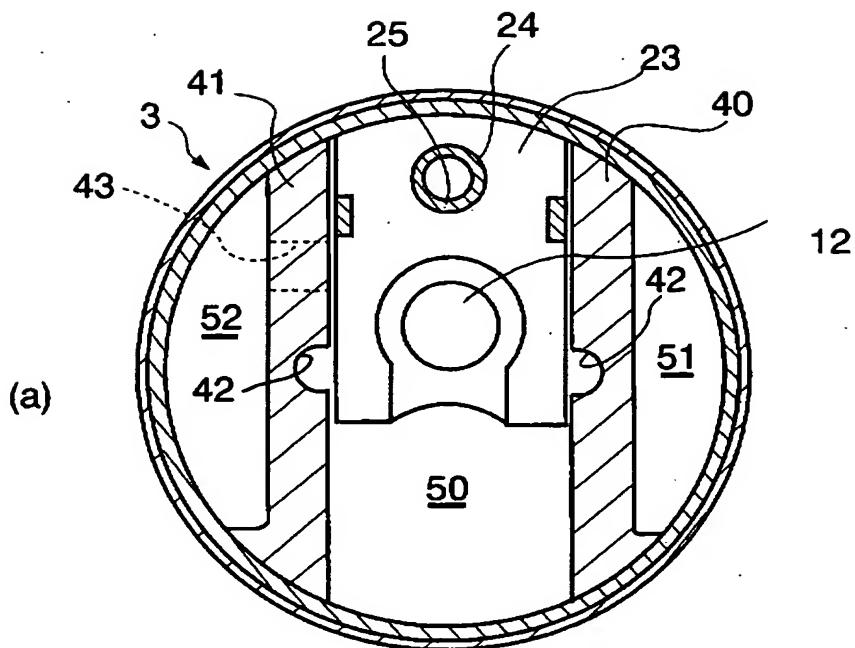
【図2】



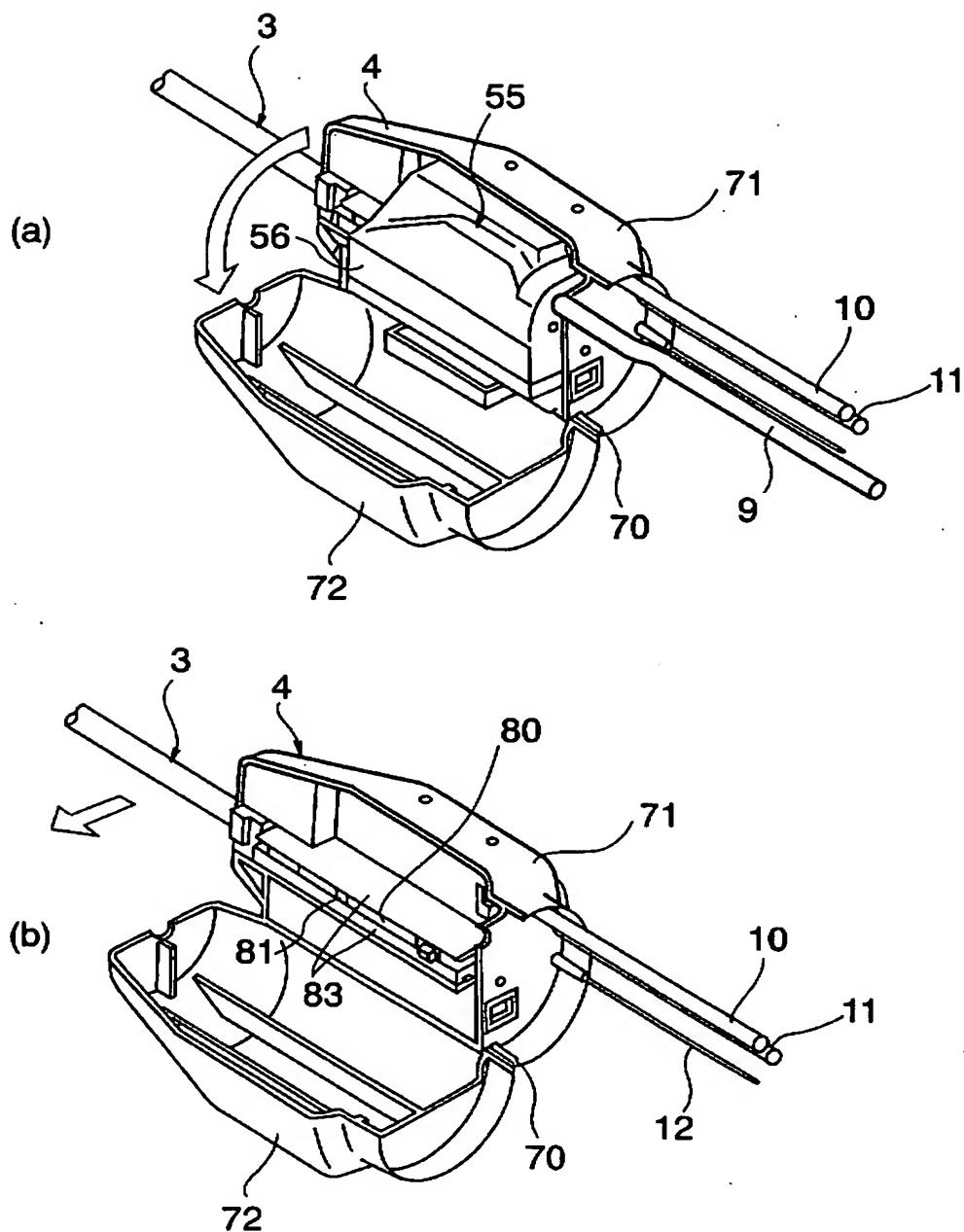
【义3】



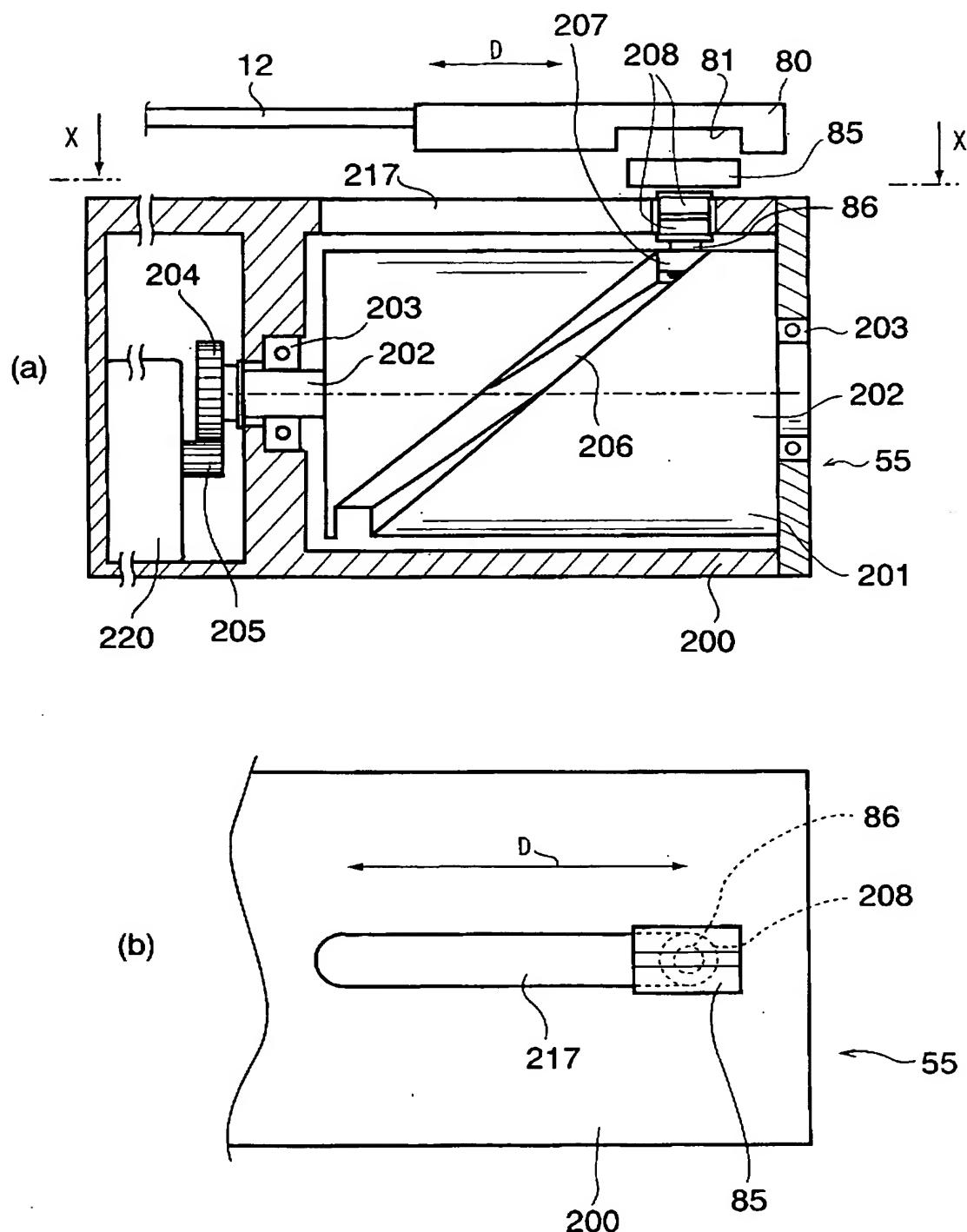
【図 4】



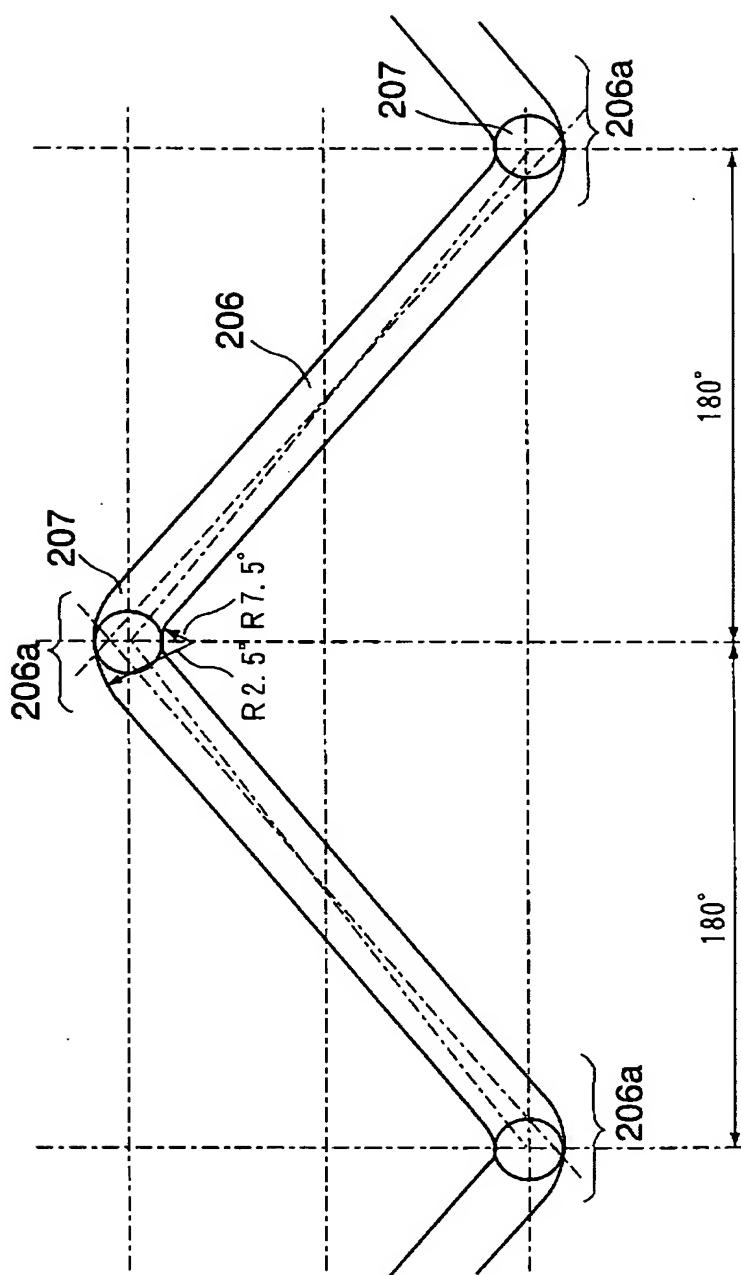
【図 5】



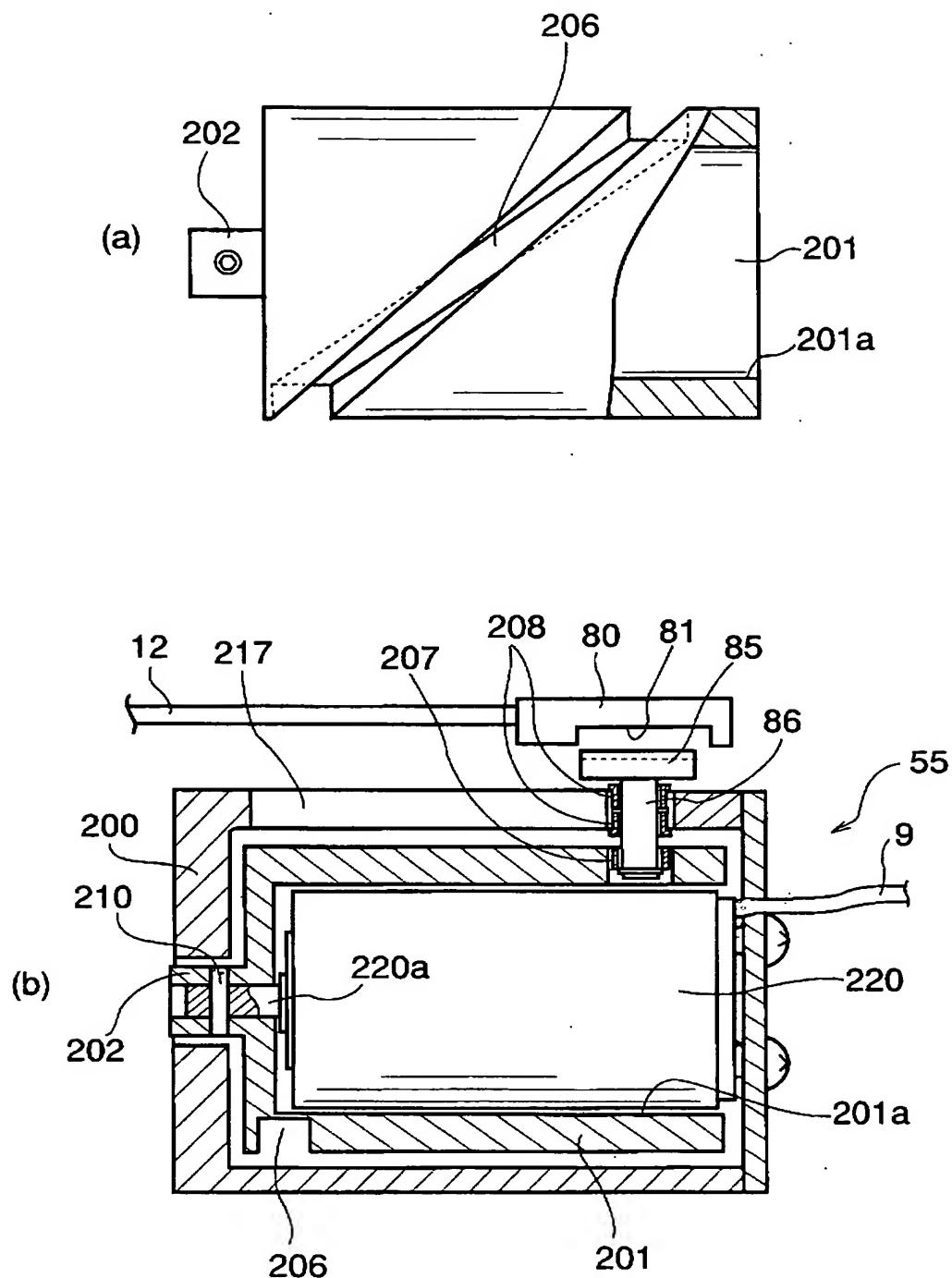
【図 6】



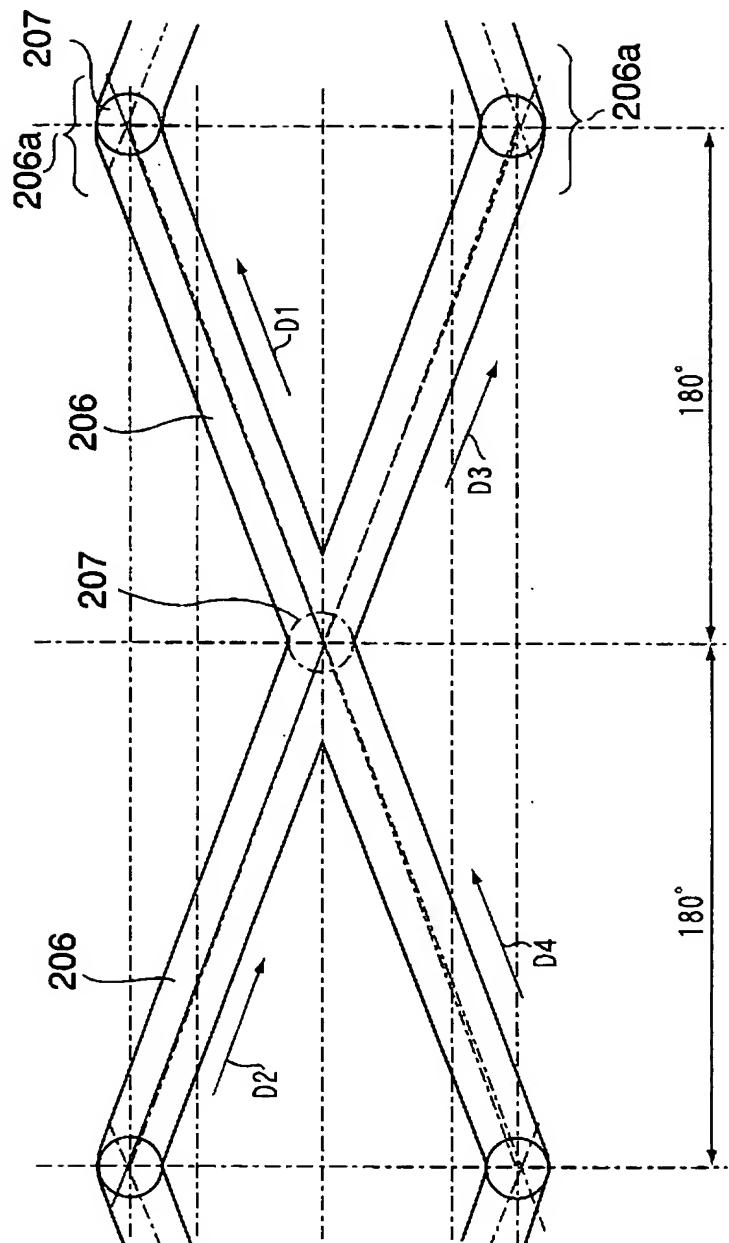
【図7】



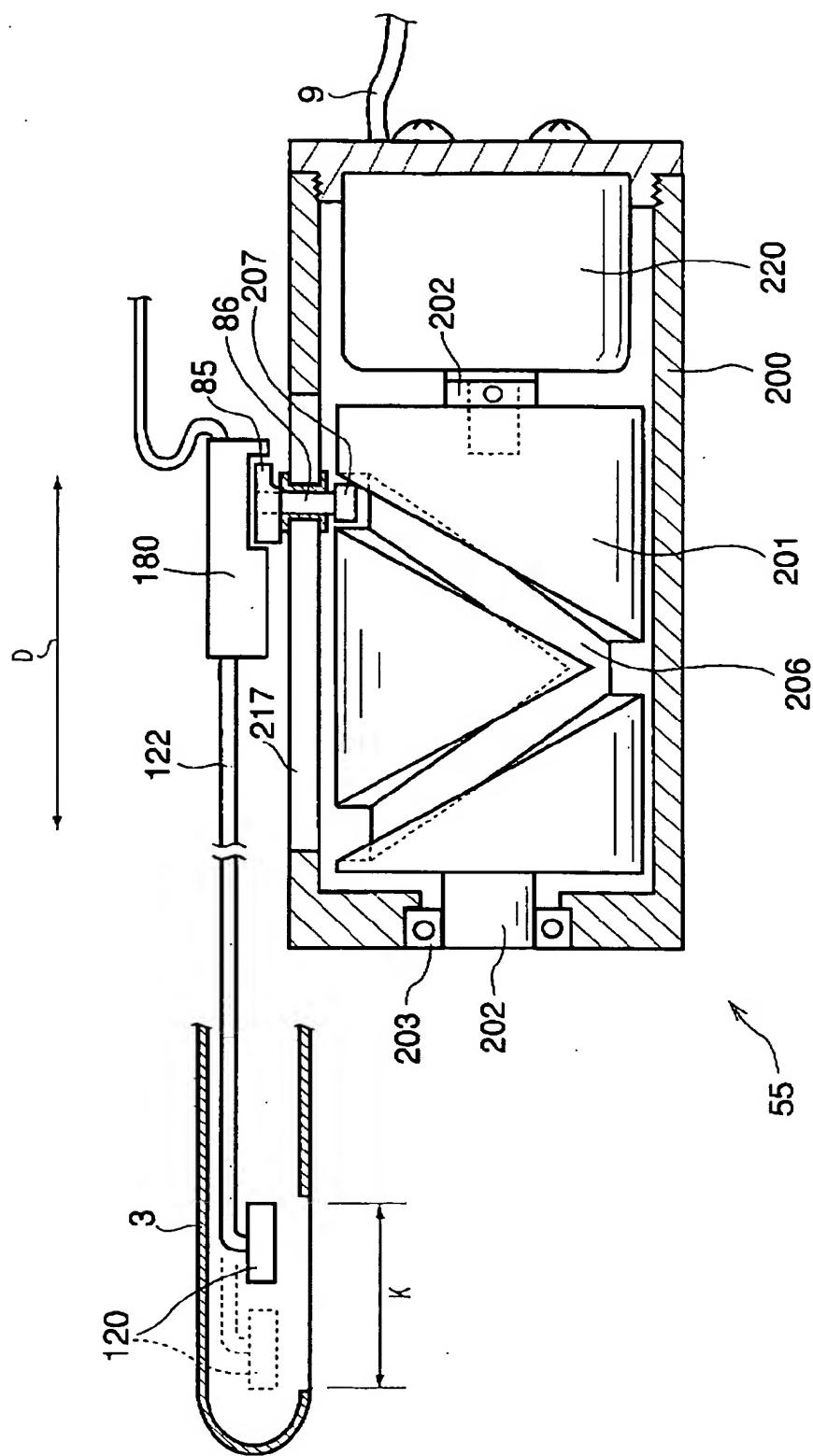
【図 8】



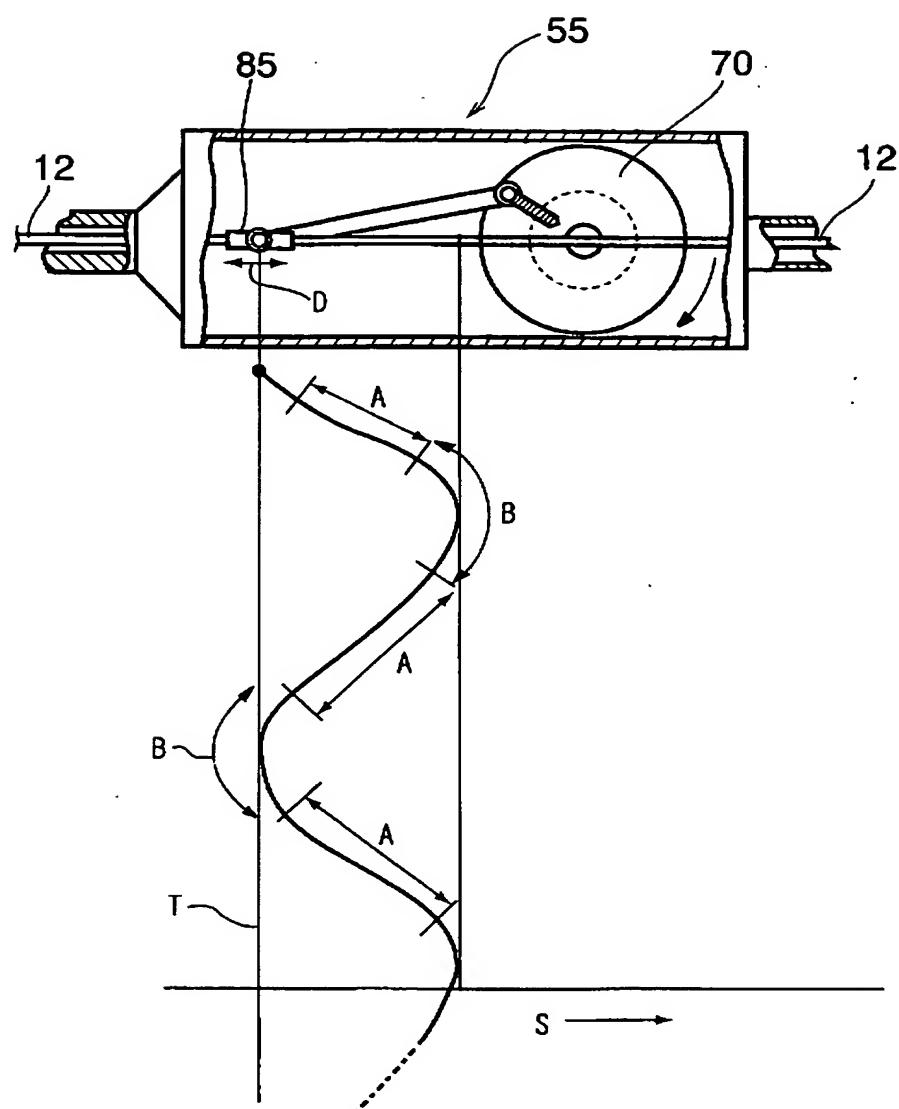
【図9】



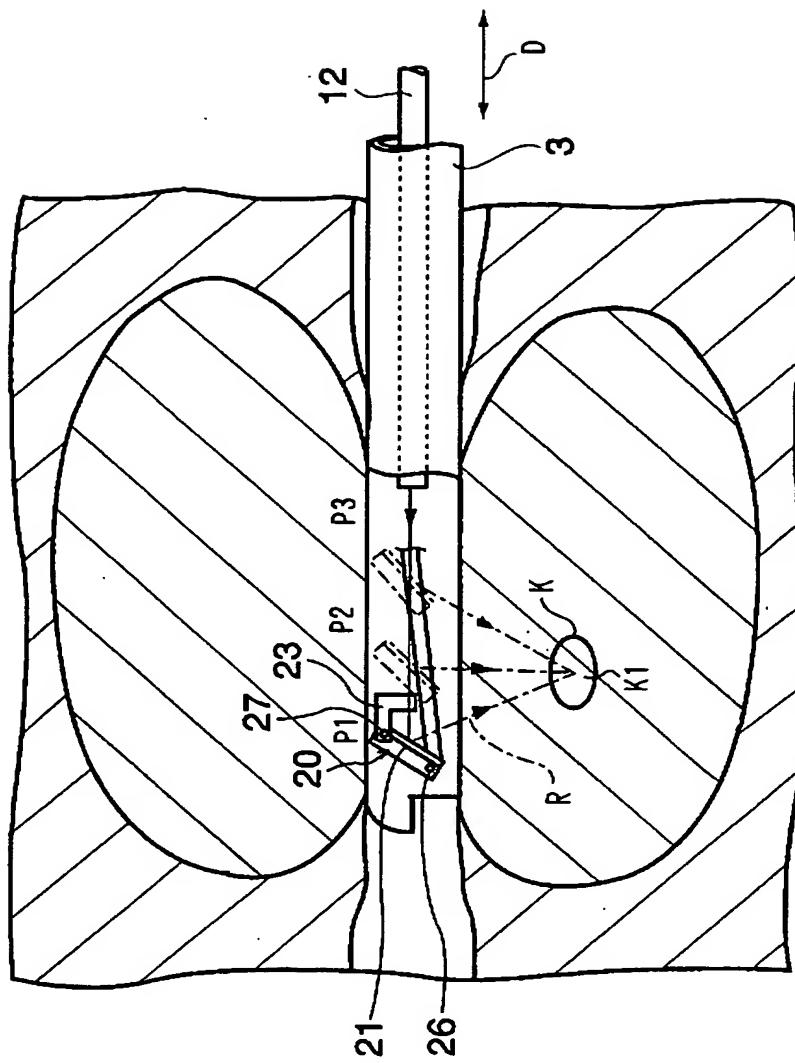
【図10】



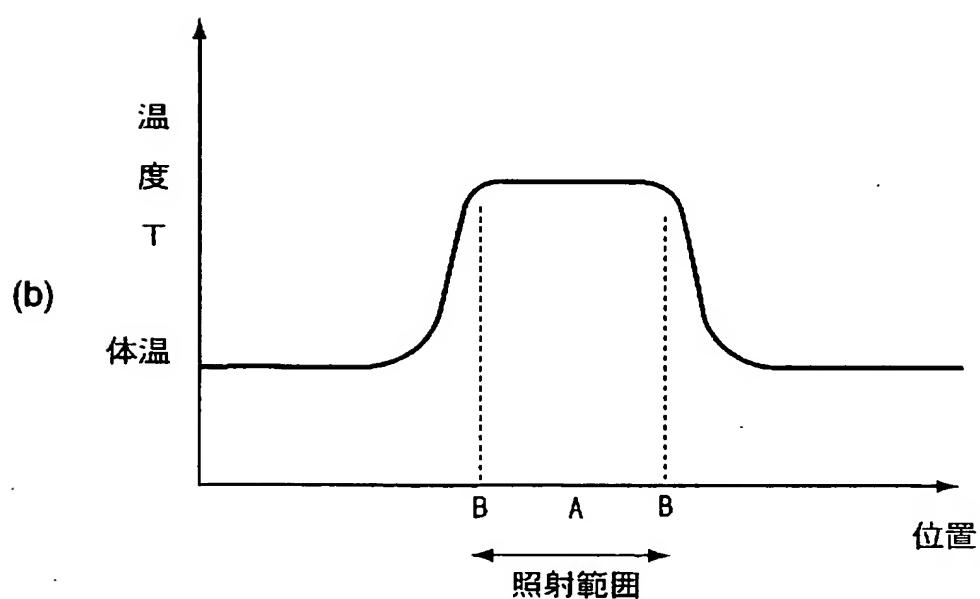
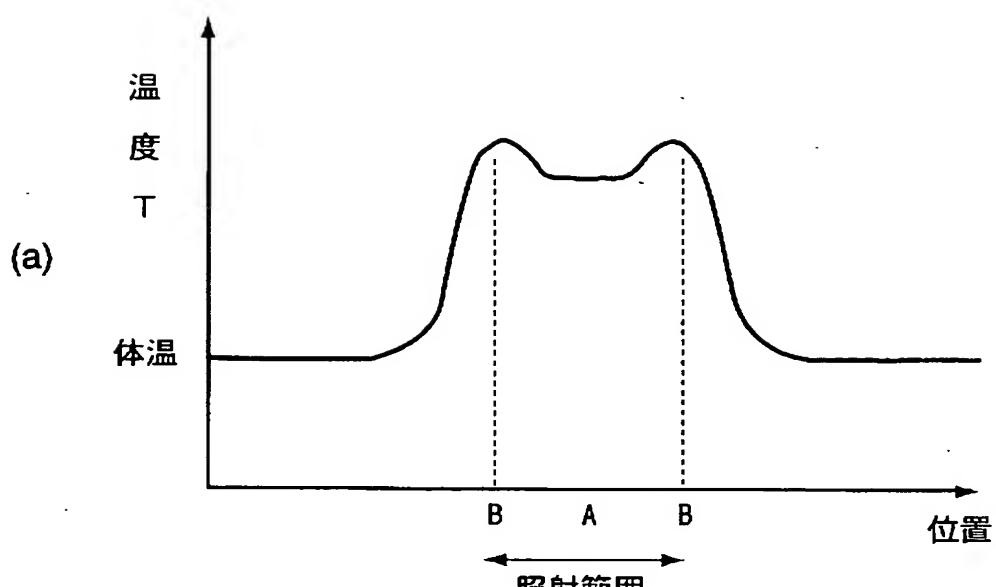
【図11】



【図12】



【図13】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 局所的にエネルギーが集中することなく、病変部位に対してエネルギーを均一に照射することができるエネルギー照射装置の提供。

【解決手段】 先端部を密閉した中空筒体14からなり生体内に挿入される挿入部3と、中空筒体14の側壁において長手方向に延在して設けられた照射窓部17を介して生体組織に向けてエネルギーを照射するエネルギー照射部20とを備えたエネルギー照射装置であって、エネルギー照射部20を、照射窓部17の長手方向に沿うように矢印D方向に往復移動可能に案内しつつ等速往復運動で駆動する駆動ユニット55から構成される。

【選択図】 図8

特願 2003-089009

出願人履歴情報

識別番号 [000109543]

1. 変更年月日 1990年 8月11日

[変更理由] 新規登録

住所 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号
氏名 テルモ株式会社